

文章编号: 1004-7220(2024)05-0873-08

INBONE II 和 INFINITY 型人工踝关节的生物力学特征分析

王 闯¹, 张小刚^{1*}, 张延伟^{2,3*}, 靳忠民¹

(1. 西南交通大学 机械工程学院, 成都 610031; 2. 山东大学齐鲁医院 骨科, 济南 250012; 3. 山东大学 医学融合与实践中心, 济南 250012)

摘要:目的 评估人工踝关节 INBONE II 和 INFINITY 全踝关节置换术 (total ankle arthroplasty, TAA) 后生物力学特征差异, 为患者提供更加科学和个体化的治疗选择。方法 基于骨肌 (musculoskeletal, MSK) 多体动力学 (multibody dynamics, MBD) 软件 AnyBody, 建立患者个体化 TAA 下肢 MSK MBD 模型。预测踝关节接触力、踝关节运动和人工踝关节关节面接触特征。结果 人工踝关节关节面几何形状对踝关节接触力没有显著影响, 但会对活动度和关节面接触特征造成影响。相比于 INBONE II, INFINITY 冠状面关节面弧高较低, 内翻-外翻和外旋-内旋运动分别增加 7.91% 和 2.61%; 矢状面匹配度较低, 后移-前移和下移-上移运动分别减小 21.75% 和 21.23%, 内移-外移运动增加 49.26%; INFINITY 匹配度较低, 内侧、外侧和总关节面接触面积分别减少 18.48%、30.42% 和 26.36%, 但接触压力中心运动轨迹集中在距骨组件边缘内侧, 避免边缘接触应力集中, 降低关节脱位和胫骨衬垫过早磨损的风险。结论 INFINITY 型人工踝关节更小的几何限制, 表现出更好的生物力学性能, 更有利于恢复术后踝关节运动功能。

关键词: 人工踝关节; 全踝关节置换; 骨肌多体动力学; 生物力学特征

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.05.012

Analysis on Biomechanical Characteristics of INBONE II and INFINITY Artificial Ankle Joints

WANG Chuang¹, ZHANG Xiaogang^{1*}, ZHANG Yanwei^{2,3*}, JIN Zhongmin¹

(1. School of Mechanical Engineering, Southwest Jiaotong University, Chengdu 610031, China; 2. Department of Orthopedics, Qilu Hospital of Shandong University, Ji'nan 250012, China; 3. School of Medical Integration and Practice Center, Shandong University, Ji'nan 250012, China)

Abstract: Objective To assess the biomechanical differences between the artificial ankle joints INBONE II and INFINITY after total ankle arthroplasty (TAA) to provide more scientific and individualized treatment options for patients. **Methods** A patient-individualized TAA lower extremity MSK MBD model was established using the musculoskeletal (MSK) multibody dynamics (MBD) software AnyBody. The ankle joint contact force, motion, and contact characteristics of artificial ankle joint surfaces were predicted. **Results** The geometric shape of the articular surface of the artificial ankle had no significant effect on the ankle contact force, but it affected the range of motion and contact characteristics of the articular surface. Compared with INBONE II, the coronal plane articular surface arc height of INFINITY was lower, and increased the inversion-eversion and external rotation-

收稿日期: 2024-03-08; 修回日期: 2024-04-25

基金项目: 国家自然科学基金项目 (52035012)

通信作者: 张小刚, 副教授, E-mail: xg@swjtu.edu.cn; 张延伟, E-mail: yanweizhang@email.sdu.edu.cn

* 为共同通信作者

internal rotation movements by 7.91% and 2.61%, respectively. Sagittal plane matching was lower, and reduced posterior-anterior and inferior-superior movements by 21.75% and 21.23%, respectively, and medial-lateral movement increased by 49.26%. INFINITY exhibited lower matching with decreases of 18.48%, 30.42%, and 26.36% in the medial, lateral, and total joint surface contact areas, respectively. However, the center of the pressure motion trajectory was concentrated on the medial side, while avoiding edge contact stress concentration and reducing the risk of joint dislocation and premature wear of the tibial component. **Conclusions** The smaller geometric constraints of the INFINITY artificial ankle joint demonstrated better biomechanical performance, thereby promoting improved postoperative ankle joint functional recovery.

Key words: artificial ankle joint; total ankle arthroplasty; musculoskeletal multibody dynamics; biomechanical characteristics

踝关节是人体中复杂的复合关节,连接腿部胫骨和腓骨与足部距骨,承受来自全身复杂的高负荷,最大受力达到自身体重的 6 倍^[1-2]。终末期踝关节关节炎是一种严重的致残性疾病影响患者的日常生活活动能力^[3]。传统的治疗方法是踝关节融合术,但它限制了踝关节的运动,可能造成邻近关节退变和足部疼痛^[4]。随着医疗水平的发展,全踝关节置换术(total ankle arthroplasty, TAA)成为一种新的治疗选择。

踝关节置换手术在欧美逐渐普及,而我国尚处于起步阶段。随着理念传播和多款踝关节假体引入,我国踝关节置换术正蓬勃发展。目前,全球市场上有 20 余种踝关节假体,其中,INBONE II 和 INFINITY 假体在我国应用广泛。已有研究对这两款假体的临床效果进行深入分析。李嘉等^[5]回顾性分析国内 58 例置换 INBONE II 假体患者,发现在中、重度内翻患者中可获得良好临床及影像学结果。Wu 等^[6]对 64 例置换 INFINITY 假体患者随访,发现患者在疼痛和功能方面均有显著改善,生存率高,且并发症发生率低。此外,Zhang 等^[7]结合骨肌(musculoskeletal, MSK)多体动力学(multibody dynamics, MBD)模型和有限元分析,评估 INBONE II、INFINITY 和一种新型解剖踝关节植入物在 3 名患者生理行走步态下的差异,发现 INFINITY 踝关节活动范围比 INBONE II 踝关节活动范围大,骨植入物界面微动更小。然而,回顾性分析仅能揭示两种假体对疼痛和功能评分的影响。Zhang 等^[7]对 INBONE II、INFINITY 两种假体总关节接触力和踝关节 3 个自由度运动(跖屈-背屈、外旋-内旋、后移-前移)的差异开展研究。然而,其他生物力学特征同样是评估两种假体的关键因素。为深入解析

INBONE II 和 INFINITY 人工踝关节的差异,本文扩展分析范围,包括内外侧关节接触力、总关节接触力、踝关节 6 自由度运动(跖屈-背屈、内翻-外翻、外旋-内旋、后移-前移、下移-上移和内移-外移)、人工踝关节关节面接触面积以及距骨组件接触压力中心(center of pressure, COP)运动轨迹。

本文利用 AnyBody 骨肌建模系统,构建个体化 TAA 下肢 MSK MBD 模型。通过与现有文献数据对比和验证,确定模型的可行性。从踝关节接触力学、踝关节运动学和人工踝关节关节面接触表面关键接触特征多个角度入手,综合评估 INBONE II 和 INFINITY 型踝关节假体的生物力学特征。研究结果为踝关节置换手术患者提供更加科学和个体化的治疗选择,以及为医生开展踝关节置换手术提供有益的经验 and 参考。

1 材料和方法

1.1 患者实验数据

采用 1 名成年女性(身高 172 cm,体质量 80.85 kg,左脚行 TAA)的相关实验数据进行建模和后续研究。Zhang 等^[7-8]在步态实验室测得的数据包括步态标记运动轨迹、地面反作用力 C3D 文件、植入的人工踝关节数据。由于 Zhang 等^[7]采用拼接方式获得胫骨模型,很难保证两段骨骼中性对齐,导致误差较大,故本文采用正常人^[9](身高 157 cm,体质量 88 kg)胫骨 CT,保证骨骼完整性。

使用的人工踝关节 INBONE II^[10](胫骨组件,型号 220252902,36 mm×26 mm×7 mm;距骨组件,型号 220220902,34 mm×33 mm×10 mm)和 INFINITY^[11](胫骨组件,型号 33680001,34 mm×26 mm×5 mm;距骨组件,型号 33680021,34 mm×

33 mm×10 mm) 接触面内侧和外侧采用对称设计。在 SolidWorks 2022 中测量两种假体接触面曲率半径和弧高, INBONE II 假体冠状面和矢状面的半径均为 20 mm, 冠状面胫骨组件接触面弧高为 4 mm。INFINITY 假体冠状面内、外侧接触边界半径均为 20 mm, 矢状面胫骨组件半径为 20 mm, 距骨组件半径为 18 mm, 冠状面胫骨组件接触面弧高为 3.55 mm。两个假体形态学差异表现在两个方面: ① 矢状面关节面匹配度差异, 匹配度是指踝关节矢状面和冠状面上胫骨假体承载面曲率半径和距骨假体承载面曲率半径之间的比, 比值越接近 1, 匹配度越高。INBONE II 接触面距骨组件和胫骨组件的半径配对相同, 匹配度更高; ② 冠状面胫骨组件接触面弧高差异, 相比 INFINITY 假体, INBONE II 的胫骨组件圆弧最高点高出 0.45 mm(见图 1)。

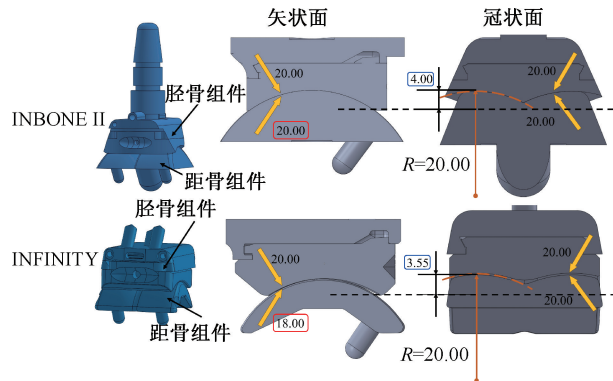


图 1 INBONE II 和 INFINITY 型假体形态学特征

Fig. 1 Morphological characteristics of INBONE II and INFINITY prostheses

1.2 MSK MBD 模型建立

将胫骨 CT 图像导入 Mimics 21.0 软件处理, 获得胫骨三维模型并以 STL 文件格式导出; 将 STL 格式骨骼三维模型导入 Geomagic Wrap 21.0 中, 完成三维骨骼模型优化。基于 Zhang 等^[8]的建模方法, 运用 MSK MBD 软件 AnyBody 7.3 建立个体化 TAA 下肢 MSK MBD 模型(见图 2)。采用模型库通用下肢 MSK MBD 模型 Plug-in-simple 作为基础, 根据患者个体特征进行骨骼肌肉相互匹配的个体化缩放。在 3-matic 中分别在胫骨上选取对应骨性标记点, 通过线性仿射变换和 3 次谐波径向基缩放, 实现患者胫骨缩放, 确保缩放后的骨骼模型与患者 CT 骨骼几何形状和空间位置完全一致的特性, 其余体节根据患者

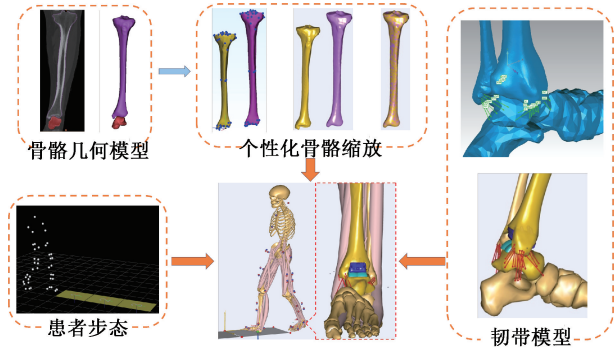


图 2 个体化 TAA 下肢 MSK MBD 模型建模

Fig. 2 Individualized TAA lower limb MSK MBD model modeling

身高、体重和标记点(marker)位置采用长度-质量-脂肪缩放定律进行缩放。为了保持踝关节在步态周期中的稳定性, 引入 9 组一维非线性弹簧元件, 在 Geomagic Wrap 21.0 中确定韧带起止点位置坐标, 在 AnyBody 7.3 中建立弹簧模型, 取代传统的韧带模型^[12-13]。根据 INBONE II^[10] 和 INFINITY^[11] 踝关节假体制造商提供的手术指南, 在 SolidWorks 中模拟截骨过程, 然后将截骨后的骨骼导入模型中, 并将假体放置在相应的位置。基于 Anderson 等^[14]提出的力依赖运动学原理去除原有关节铰链结构, 建立踝关节 6 自由度运动接触模型。根据力渗透体积计算法^[15]将距骨组件分成内外侧两部分, 以计算关节的内外侧关节接触力, 计算公式如下:

$$F = \sum P A_v d_v n_v \quad (1)$$

式中: F 为假体表面接触力; A_v 为单位接触面积; d_v 为单位面积上的穿透深度; n_v 为法向量。 P 为接触压力模量 (pressure module), 用于拟合非线性 UHMWPE 的实验数据。参考 Fregly 等^[16]研究, 采用弹性基理论方程对踝关节小变形接触计算, 推导出接触压力模量^[8, 17]:

$$P = \frac{p A_v}{d_v A_v} = \frac{(1-v)}{(1+v)(1-2v)h} \times \frac{2p_0}{\varepsilon_0 \left[1 + n \left(\frac{p}{p_0} \right)^{n-1} \right]} \quad (2)$$

式中: p 为接触压力; v 为泊松比; h 为衬垫厚度。基于 UHMWPE 材料实验应力、应变分布数据^[17], $\varepsilon_0 = 0.0597$, $p_0 = 18.40$ MPa, $n = 3$ 。步态周期中衬垫平均接触应力 $p = 6.90$ MPa^[8, 18]。因此, 踝关节假体 UHMWPE 胫骨衬垫和 CoCrMo 距骨组件 $P = 64.8$ GN/m³。

1.3 COP 运动轨迹计算

COP 考虑每个穿透点处的接触面积和力向量

权重,已被用于研究膝关节置换后在行走过程中体内假体接触位置和运动趋势^[19]。在 AnyBody 建模环境中人体是相对于全局坐标系定义的,同样 COP 也采用全局坐标,导致模型计算的关节表面运动轨迹不直观。因此,需要将全局坐标系下的 COP 转换到距骨组件接触表面的局部坐标中。通过坐标复合变换,包括旋转变换和平移变换:

$$\begin{bmatrix} {}^A P \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^A R & {}^A P_{Bo} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} {}^B P \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^A R {}^B P + {}^A P_{Bo} \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

式中: ${}^A P$ 为全局坐标; ${}^B P$ 为局部坐标; ${}^A R$ 为相对于全局坐标的旋转矩阵; ${}^A P_{Bo}$ 为局部坐标系相对于全局坐标系的位置。

由式(3)推导可得:

$${}^A P = {}^A R {}^B P + {}^A P_{Bo} \quad (4)$$

在 AnyBody 中可以获得空间点全局坐标 ${}^A P$ 、局部坐标系相对于全局坐标系位置 ${}^A P_{Bo}$ 和旋转矩阵 ${}^A R$,由式(4)可以推导出空间点在局部坐标系下的坐标:

$${}^B P = {}^A R^{-1} [{}^A P - {}^A P_{Bo}] \quad (5)$$

基于 MSK MBD 模型输出距骨组件内外侧 COP

空间位置信息,在 Python 中编写坐标变换程序,求解出空间点在距骨组件局部坐标系下的位置坐标。然后将数据导入 SolidWorks 中在距骨组件表面绘制 COP 运行轨迹。

1.4 模型验证

目前尚缺乏直接获取 TAA 后患者体内踝关节接触力和关节运动实际情况的相关研究。为了验证模型的可靠性,本文采用 Zhang 等^[7] MSK MBD 模型(Zhang 等^[7]模型已经通过与相关文献对比验证,发现模型预测值与文献报道结果有较好的一致性。通过建立足地接触模型,发现模型地面反作用力和力矩预测值与实验测量结果基本一致,间接性验证 TAA 模型)的输入条件,包括同一患者步态数据、INBONE II型踝关节假体以及正常人胫骨 CT 数据。结果显示,模型预测值和 Zhang 等^[7-8]的变化趋势一致(见图3)。本文主要针对 20%~60% 步态周期范围(手术左腿从脚跟接触地面到脚尖离开地面),引入最大绝对误差百分比(maximum absolute percentage error, MAPE)量化研究模型差异。内侧接触力和内移-外移 MAPE 分别是 14.06% 和 17.15% 差异较大,其他参

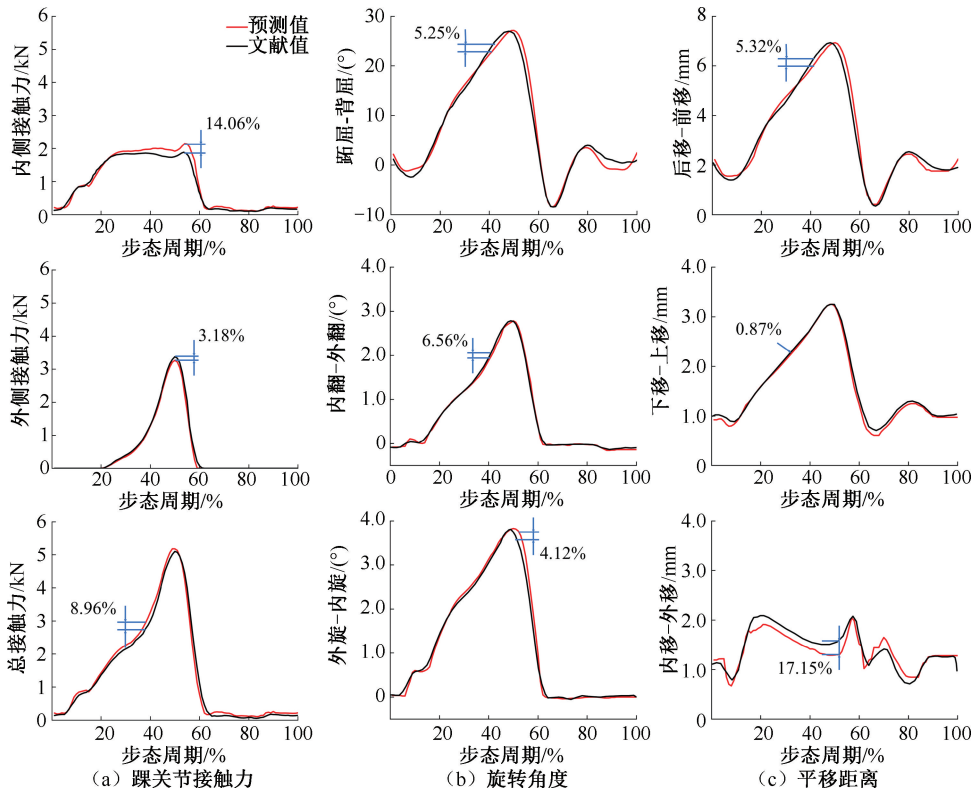


图3 模型验证

Fig. 3 Model verification (a) Ankle joint contact forces, (b) Rotational angles, (c) Translational distances

数 MAPE 表现良好(都小于 10%)。本文认为,造成模型差异的原因如下:① 在患者胫骨缩放过程中,骨性标记点选取存在细微误差,导致缩放后胫骨空间位置和几何形状有差异;② 韧带位置参数,主要是通过观察踝关节韧带解剖结构和文献报道,韧带位置不准确,影响踝关节运动平衡;③ 患者步态数据中标记点粘贴位置和 AnyBody 软件中的位置存在误差,这也是逆动力学分析的痛点。总体而言,本文模型预测值和 Zhang 等^[7-8]的结果具有很好的

一致性,完成本研究模型验证。

2 结果

2.1 踝关节接触力

两种踝关节假体的总接触力差异较小,都在步态周期的前 50% 缓慢上升,到 50% 处达到最大值后快速下降;相比于 INBONE II 型假体,INFINITY 假体内侧接触力在 50% 处减少 14.79%;外侧接触力在 50% 处达到最大值增加 4.91% (见图 4)。

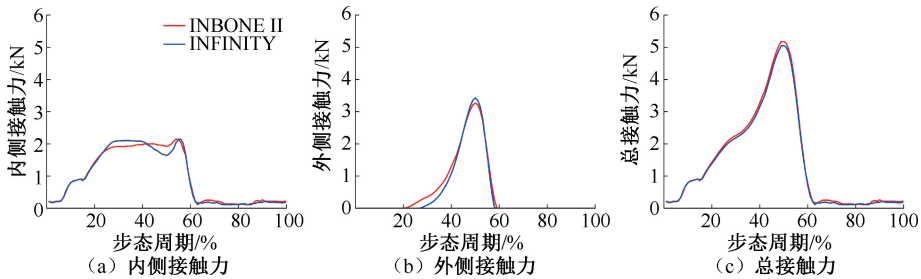


图 4 置换 INBONE II 和 INFINITY 后踝关节接触力

Fig. 4 Ankle joint contact force after replacement with INBONE II and INFINITY (a) Medial contact force, (b) Lateral contact force, (c) Total contact force

2.2 踝关节 6 自由度运动

植入人工踝关节后,踝关节旋转运动和平移运动包括跖屈-背屈、内翻-外翻、外旋-内旋、后移-前移、下移-上移和内移-外移。图 5 结果显示,两种假体背屈-跖屈运动趋势重合。INBONE II 和

INFINITY 内翻-外翻运动范围分别为 2.93° ($-0.15^{\circ} \sim 2.78^{\circ}$) 和 3.14° ($-0.14^{\circ} \sim 3.00^{\circ}$),正常踝关节内翻-外翻运动最大达到 8.15° ^[1,8];外旋-内旋运动范围分别为 3.86° ($-0.03^{\circ} \sim 3.83^{\circ}$) 和 3.96° ($-0.03^{\circ} \sim 3.93^{\circ}$),正常踝关节外旋-内旋运动最大达

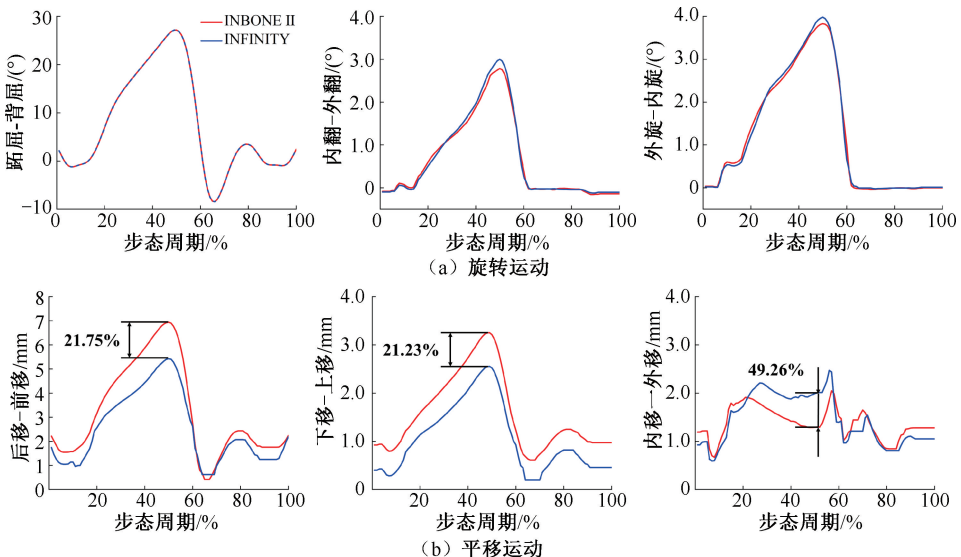


图 5 置换 INBONE II 和 INFINITY 后踝关节 6 自由度运动

Fig. 5 Ankle joint six degrees of freedom motion after replacement with INBONE II and INFINITY

(a) Rotational motion, (b) Translational motion

到 7.82° ^[1,20]。后移-前移运动范围分别为 6.52 mm (0.42~6.94 mm) 和 4.81 mm (0.62~5.43 mm), 正常踝关节后移-前移运动范围 3.00 mm^[8]; 下移-上移运动范围分别为 2.64 mm (0.61~3.25 mm) 和 2.37 mm (0.19~2.56 mm), 正常踝关节下移-上移运动范围 2.00 mm^[8]; 而且都在步态周期的 50% 处达到最大值, 相较于 INBONE II, INFINITY 内翻-外翻增大 7.91%, 外旋-内旋增大 2.61%, 后移-前移减小 21.75%, 下移-上移减少 21.23%。对于内移-外移运动, 在 25%~57% 步态周期内, INFINITY 外移运动大于 INBONE II, 在步态周期的 50% 处达到最大差异 49.26%。

2.3 人工踝关节关节面的接触特征

对植入人工踝关节 INBONE II 和 INFINITY

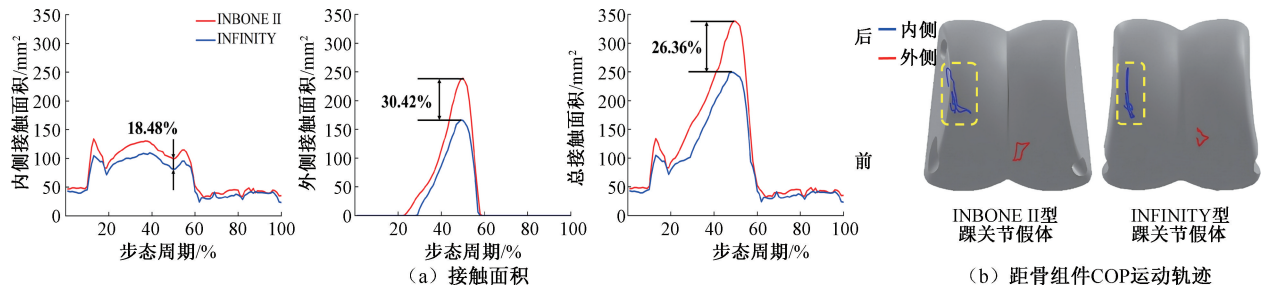


图6 人工踝关节关节面的关键接触特征

Fig. 6 Key contact features of articular surface of artificial ankle joint (a) Contact area, (b) COP motion locus of talus component

3 讨论

3.1 假体形态学差异对关节接触力的影响

假体关节面几何形状对踝关节总接触力影响不显著, 但对内侧和外侧接触力有一定影响, 因为踝关节总接触力主要受步态数据、肌肉强度以及受试者本身特点决定。内侧接触力在 50% 步态处的差异较明显, 可能是因为 INFINITY 外翻运动比 INBONE II 大; 外侧接触力有细微差异, 由于踝关节力分配, 导致 INFINITY 型假体较大。

3.2 假体形态学差异对关节运动的影响

背屈-跖屈运动是由受试者步态数据获得, 作为 MSK MBD 模型的输入数据, 并无变化。在冠状面, 两种假体接触面匹配度相同, 故两种假体内翻-外翻和外旋-内旋运动有较小差异, 但是 INFINITY 冠状面弧高较低, 有利于提高踝关节旋转活动度, 而且旋转活动度范围更接近正常踝关节^[1,20], 更有

助于患者恢复。后移-前移的差异较大, 在 50% 步态周期处达到 20.75%, 由于 INFINITY 距骨组件在矢状面的匹配度比 INBONE II 小, 在运动过程中增大接触点切向力水平分量, 有效地降低后移-前移运动; 下移-上移运动趋势相似, 但是 INFINITY 的运动趋势整体下移, 在 50% 处最大值差异 21.23%, 由于在圆弧上运动, 后移-前移运动减小, 同时下移-上移也相应变化, 但 INFINITY 后移-前移和下移-上移运动更接近正常踝关节运动范围^[8]。INFINITY 内翻-外翻和外旋-内旋运动在 25%~57% 步态周期内比 INBONE II 大, INFINITY 的弧高较低会降低假体内外移的阻力, 故在 50% 步态周期处内移-外移运动达到最大差异 49.26%, 但在正常踝关节运动范围内^[8], 降低造成脱位的风险。

3.3 假体形态学差异对假体关节面接触特征的影响

INBONE II 比 INFINITY 的接触面积大, 是因为

INBONE II 匹配度较大,虽然较大的接触面积可以降低胫骨衬垫关节面接触应力,但是也导致 INBONE II 假体更大的截骨区域^[21]。从 COP 运动轨迹可以发现,INBONE II 距骨组件内侧接触区域集中在中部边缘,边缘接触区域曲率较大容易造成应力集中,这也可能是造成 INBONE II 磨损比 INFINITY 大的关键因素^[7],而且有一部分运动轨迹脱离距骨组件容易导致脱位。然而 INFINITY 距骨组件内侧接触区域集中在中部,曲率较小可以有效分散接触力,而且都集中在距骨组件内侧不易造成脱位;在 20%~60% 步态周期内,外侧接触力大于内侧接触力,导致外侧活动范围小于内侧(即接触力较小的位置受到接触力较大位置周围运动限制)。因此,两个假体外侧 COP 轨迹局限于前侧较小区域内。而且踝关节运动经历从背屈运动缓慢增加到迅速减小的过程,后移-前移运动也显示出向前移动增加的趋势。同时,内旋运动贯穿整个步态周期。因此,内侧 COP 运动轨迹集中在假体中部,外侧 COP 运动轨迹则集中在距骨组件前侧,外侧主要出现前方接触,内侧主要在中部发生接触。INBONE II 和 INFINITY 的内外侧距骨组件 COP 运动轨迹不是对称分布^[19]以及关节面外侧接触面积都大于内侧接触面积,原因是 INBONE II 和 INFINITY 都采用对称设计与踝关节解剖形状有较大差异^[22],踝关节解剖形状为距骨内侧髁半径大于外侧髁半径,且距骨内侧髁顶点高于外侧髁顶点。

综上所述,人工踝关节假体关节面几何形状对关节接触力影响不显著^[7]。但是由于两种假体都采用对称设计^[8],导致内侧接触力小于外侧接触力。INFINITY 在关节运动上表现更好,冠状面较低的弧高能增加旋转运动,更符合自然踝关节的运动;矢状面更低的匹配度,能有效降低关节平移运动,更接近文献预测范围。虽然 INFINITY 接触面积上表现不好,但是在胫骨远端和距骨的截骨量减少,胫骨前侧皮质破坏减小^[21];而且 INFINITY 的 COP 内侧运动轨迹更合理,避免边缘接触应力集中,降低脱位和磨损的风险。总之,INFINITY 的生物力学特性更好,更有利于恢复术后踝关节运动功能。Jamjoom 等^[23]研究认为,INBONE II 更适用于踝关节置换后的翻修手术。

尽管建立的 MSK MBD 模型从假体的形态学特

性角度出发,比较 INBONE II 和 INFINITY 型假体的生物力学特性,但本研究仍然存在局限性:① 仅采用 1 位患者正常行走时的步态数据作为 MSK MBD 模型的输入数据,采用正常人胫骨替代患者胫骨也会对模型预测值造成微小误差,对模型预测结果的解释缺乏统计学意义。因此,在后续研究中,将采集更多受试者步态数据以及更多日常活动的步态数据,使研究更加具有可靠性与全面化。② 由于获取踝关节假体置换后患者体内踝关节的生物力学相当困难,故模型的验证采用文献中相关报道数据进行对比。但是,所建立的模型仍具有一定的可靠性。③ AnyBody 软件只能分析两种踝关节假体几何特征对生物力学特性的影响,未来的工作将借助有限元模型和实验分析,深入研究这些几何特征对假体接触面接触应力和磨损的潜在影响。

4 结论

本文建立 TAA 个体化患者下肢 MSK MBD 模型,通过与文献数据对比验证模型的可靠性;预测 INBONE II 和 INFINITY 型踝关节假体形态学匹配度和弧高差异,对踝关节接触力、踝关节运动以及假体关节面接触面积和 COP 运动轨迹造成的影响。结果表明,INFINITY 型踝关节假体更有利于恢复术后踝关节运动功能。本文方法和模型还可以用于 TAA 过程中辅助患者选择适配的人工踝关节假体。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:王闯负责骨肌多体动力学模型建立、数据处理与分析、论文撰写及修改;张小刚和张延伟负责课题设计、指导模型建立、论文审校;靳忠民负责论文审校。

参考文献:

- [1] 苏永生, 卢宗兴, 李胤增, 等. 踝关节人机耦合生物力学特性分析[J]. 医用生物力学, 2023, 38(2): 389-395.
SU YS, LU ZX, LI YZ, et al. Biomechanical characteristics analysis of human-machine coupling on ankle [J]. J Med Biomech, 2023, 38(2): 389-395.
- [2] VAN HOOOSTRATEN SWG, HERMUS J, LOENEN ACY, et al. Malalignment of the total ankle replacement increases peak contact stresses on the bone-implant interface: A finite element analysis [J]. BMC Musculoskelet Disord, 2022, 23(1): 463.

- [3] REEVES CL, SHANE AM, VAZALES R. Current concepts regarding total ankle replacement as a viable treatment option for advanced ankle arthritis: What you need to know [J]. *Clin Podiatr Med Surg*, 2017, 34(4): 515-527.
- [4] DELEU PA, BESSE JL, NAAIM A, *et al.* Change in gait biomechanics after total ankle replacement and ankle arthrodesis: A systematic review and meta-analysis [J]. *Clin Biomech*, 2020(73): 213-25.
- [5] 李嘉, 吴仕舟, 甘廷江, 等. INBONE™ II 全踝关节假体置换治疗中重度内翻型踝关节炎的近期疗效[J]. *中国修复重建外科杂志*, 2023, 37(7): 802-809.
- [6] WU Y, YANG H, GUO X, *et al.* Total ankle replacement with INBONE-II prosthesis: A short-to-medium-term follow-up study in China [J]. *Chin Med J*, 2022, 135(12): 1459-1465.
- [7] ZHANG Y, CHEN Z, ZHAO H, *et al.* Comparison of joint load, motions and contact stress and bone-implant interface micromotion of three implant designs for total ankle arthroplasty [J]. *Comput Methods Programs Biomed*, 2022(223): 106976.
- [8] ZHANG Y, CHEN Z, ZHAO H, *et al.* Musculoskeletal modeling of total ankle arthroplasty using force-dependent kinematics for predicting *in vivo* joint mechanics [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2020, 234(2): 210-222.
- [9] ANDREASSEN TE, HUME DR, HAMILTON LD. *et al.* Three dimensional lower extremity musculoskeletal geometry of the visible human female and male [J]. *Sci Data*, 2023, 10(1): 34.
- [10] Wright Medical Group. INBONE II total ankle system surgical technique [EB/OL]. 2020[2023-11-02]. <https://www.wright.com/footandankleproducts/inbone-ii-total-ankle-system>.
- [11] Wright Medical Group. INFINITY total ankle system surgical technique [EB/OL]. 2020[2023-11-02]. <https://www.wright.com/footandankleproducts/infinity-total-ankle-systemp>.
- [12] FORLANI M, SANCISI N, PARENTI-CASTELLI V. A three-dimensional ankle kinetostatic model to simulate loaded and unloaded joint motion [J]. *J Biomech Eng*, 2015, 137(6): 061005.
- [13] 杨亦敏, 张泽毅, 刘卉, 等. 护踝对功能性踝关节不稳患者下肢运动生物力学特征的影响 [J]. *医用生物力学*, 2023, 38(4): 742-748.
- YANG YM, ZHANG ZY, LIU H, *et al.* Effects of ankle braces on lower extremity biomechanics of patients with functional ankle instability [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(4): 742-748.
- [14] SKIPPER ANDERSEN M, DE ZEE M, DAMSGAARD M, *et al.* Introduction to force-dependent kinematics: Theory and application to mandible modeling [J/OL]. *J Biomech Eng*, 2017, doi: 10.1115/1.4037100.
- [15] AnyBody Anyscript reference manual/Any Force Surface Contact [DB/OL]. Aalborg: AnyBody Technology, 2022 [2023-09-01]. <https://anybody.gitlab.io/internal/anybody-reference-manual/index>.
- [16] FREGLY BJ, BEI Y, SYLVESTER ME. Experimental evaluation of an elastic foundation model to predict contact pressures in knee replacements [J]. *J Biomech*, 2003, 36(11): 1659-1668.
- [17] 陈琪贤, 王玲, 李涤尘, 等. 全膝关节置换个体化患者右转步态的骨肌多体动力学仿真 [J]. *医用生物力学*, 2015, 30(5): 397-403.
- CHEN ZX, WANG L, LI DC, *et al.* Musculoskeletal multi-body dynamic simulation on patient-specific total knee replacement during right-turn gait [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(5): 397-403.
- [18] WANG Y, LI Z, WONG DW, *et al.* Finite element analysis of biomechanical effects of total ankle arthroplasty on the foot [J]. *J Orthop Translat*, 2018(12): 55-65.
- [19] CHEN Z, JIN Z. Prediction of *in-vivo* kinematics and contact track of total knee arthroplasty during walking [J]. *Biosurf Biotribol*, 2016, 2(3): 86-94.
- [20] KESSLER SE, RAINBOW MJ, LICHTWARK GA, *et al.* A direct comparison of biplanar video radiography and optical motion capture for foot and ankle kinematics [J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2019(7): 199.
- [21] 朱敏, 唐康来. 全踝关节置换假体设计的研究进展 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2019, 27(24): 2267-2271.
- [22] GROSS CE, PALANCA AA, DEORIO JK. Design rationale for total ankle arthroplasty systems: An update [J]. *J Am Acad Orthop Surg*, 2018, 26(10): 353-359.
- [23] JAMJOOM BA, SIDDIQUI BM, SALEM H, *et al.* Clinical and radiographic outcomes of revision total ankle arthroplasty using the INBONE II prosthesis [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2022, 104(17): 1554-1562.